

Künstliches Gelenk

Die Erfindung betrifft ein insbesondere zum Ersatz eines menschlichen Hüftgelenkes bestimmtes künstliches Gelenk, mit einem Gelenkkopf und einer Gelenkschale deren zugeordnete Funktionsflächen miteinander in Wirkverbindung stehen, wobei zumindest eine Funktionsfläche sphärisch ausgebildet ist und im Querschnitt eine kreisförmige, konkave Schnittkontur aufweist, wobei die Differenz der Gelenkbahnradien der jeweils zugeordneten Funktionsflächen in einer Hauptfunktionsebene gegenüber einer zu der Hauptfunktionsebene um 90° gedrehten Nebenfunktionsebene voneinander abweichen.

Ein solcher künstlicher Gelenkkopf zur Verwendung in einem menschlichen Hüftgelenk ist beispielsweise durch die EP 04 63 011 B 1 bekannt. Diese beschreibt bereits ein künstliches Gelenk, bestehend aus mindestens zwei Gelenkteilen mit zueinander sich bewegenden sphärischen Funktionsflächen. Die Krümmungsverhältnisse der eine kreisförmige Schnittkontur aufweisenden Funktionsflächen sind zueinander konvex-konvex, konvex-konkav oder konkav-konkav und die Gelenkgeometrie ist durch eine Gelenkkette mit zwei Gelenkachsen bestimmt, die durch die Rotationszentren M1 und M2 der Funktionsflächen mit den Radien R1 und R2 verlaufen. Um ein druckstables Gelenksystem zu schaffen und damit eine natürliche, für den Menschen beschwerdefreie Funktion sicherzustellen ist zwischen den beiden Funktionsflächen ein Funktionskörper mit einer bestimmten Geometrie angeordnet. Weiterhin wird auch die Parallel- oder Serienschaltung eines solchen Gelenkes beschrieben.

Weiterhin ist durch die EP 09 69 781 B 1 auch bereits ein insbesondere zum Ersatz eines menschlichen Hüftgelenkes bestimmtes künstliches Gelenk bekannt. Der künstliche Gelenkkopf ist mit einer sphärisch ausgebildeten im Querschnitt eine kreisförmige, konkave Schnitt-

kontur aufweisenden Gelenkschale mit einem Krümmungsradius R1 und einem Krümmungsmittelpunkt M1 ausgestattet. Zumindest in ihrem in der Gelenkschale artikulierenden Bereich ist eine derart sphärisch konvex geformte Funktionsfläche ausgebildet, dass im in der Schale eingesetzten Zustand in einer durch den Mittelpunkt M1 verlaufenden Längsebene X-X ein Radius RK1 = R1 mit einem Mittelpunkt MK1 ausgebildet ist, der mit M1 zusammenfällt. Hierdurch kann auf einen Druckverteilungskörper verzichtet und zugleich in der Hauptfunktionsebene eine druckstabile überschlagene dimere Kette realisiert werden, die beim Schwenken der Hauptfunktionsebene immer gleich groß ist.

5 10 Weitere künstliche Gelenke sind auch durch die EP 06 17 595 B, die EP 07 34 701 B, die EP 06 91 830 B sowie die EP 08 31 758 B bekannt.

Vor diesem Hintergrund liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein zum Ersatz eines 15 20 menschlichen Hüftgelenkes bestimmtes künstliches Gelenk mit einem Gelenkkopf und einer Gelenkschale derart zu verbessern, dass die Belastbarkeit des Gelenkes sowie auch das Empfinden des Patienten wesentlich zu verbessern.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einem künstlichen Gelenk gemäß den Merkmalen 20 des Anspruchs 1 gelöst. Die weitere Ausgestaltung der Erfindung ist den Unteransprüchen zu entnehmen.

Erfindungsgemäß ist also ein künstliches Gelenk vorgesehen, bei welchem zur individuellen Anpassung des künstlichen Gelenkes an den Patienten zumindest eine der Funktionsflächen relativ zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale bzw. dem Gelenkkopf in unterschiedlichen 25 Positionen festlegbar ist. Hierdurch wird es erstmals möglich, nach erfolgter Fixierung der Gelenkschalen eine optimale Ausrichtung der Gelenkbahnradien der jeweils zugeordneten Funktionsflächen in der Hauptfunktionsebene und in der um 90° gedrehten Nebenfunktionsebene mit der Frontalebene sowie der Sagittalebene des Patienten in optimaler Weise zur Übereinstimmung zu bringen. Insbesondere führen in der Frontalebene wirkende Wechselkräfte nicht zu einer Übertragung auf die Verbindung zwischen der Gelenkschale und dem Knochen. Vielmehr gestattet die abweichende Gestaltung der Gelenkbahnradien der jeweils 30 zugeordneten Funktionsflächen eine Ausweichbewegung, durch welche die Übertragung schädigender Kräfte ausgeschlossen ist.

35 Grundsätzlich kann die Differenz der Gelenkbahnradien der Hauptfunktionsebene gegenüber der Nebenfunktionsebene durch entsprechende Gestaltung der ersten und der zweiten Funk-

tionsflächen erreicht werden. Besonders vorteilhaft ist es hingegen, wenn eine erste Funktionsfläche in der Hauptfunktionsebene gegenüber der Nebenfunktionsebene eine Asymmetrie aufweist während die zweite Funktionsfläche symmetrische Funktionsebenen aufweist. Hierdurch erfordert lediglich eine der beiden Funktionsflächen eine von der Kugelform abweichende konkave bzw. konvexe Schnittkontur, wodurch der Herstellungsaufwand verringert werden kann.

Dabei erweist es sich als besonders vorteilhaft, wenn die erste Funktionsfläche der Gelenkschale und die zweite Funktionsfläche dem Gelenkkopf zugeordnet ist. Hierdurch wird wirkungsvoll verhindert, dass durch eine Drehung des Gelenkkopfes zu einer Beeinträchtigung dieser Ausweichbewegung und damit der Vermeidung unerwünscht hoher Belastung auf die Verbindung zwischen der Gelenkschale und dem Knochen führen kann. Insbesondere wird dadurch verhindert, dass eine Drehung des Gelenkkopfes zu einer Verlagerung der Funktionsfläche mit dem geringeren Gelenkbahnradius aus der Frontalebene heraus führen kann.

Nach einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung ist hierbei die erste Funktionsfläche tonnen- oder spindelförmig oder oval ausgeführt, um in einfacher Weise die gewünschte Gelenkgeometrie realisieren zu können.

Die Funktionsfläche könnte nach dem Fixieren der jeweiligen Gelenkschale an dem Knochen zunächst relativ zu dieser positioniert und anschließend mittels einer Adhäsionsverbindung dauerhaft in der so festgelegten Position fixiert werden. Nach einer besonders praxisgerechten Ausgestaltung ist hingegen die Funktionsfläche zur Einstellung unterschiedlicher Positionen in verschiedenen Raststufen relativ zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale oder dem Gelenkkopf festlegbar. Hierzu dienen beispielsweise eine Verzahnung zwischen der Gelenkschale und der Funktionsfläche, die eine Festlegung der relativen Position in 0,5° - 10° Schritten gestattet. Der Operationsdauer kann durch diese vergleichsweise einfache Einstellbarkeit erheblich verkürzt werden.

Dabei ist nach einer weiteren besonders zweckmäßigen Abwandlung die Funktionsfläche mittels einer formschlüssigen Verbindung in unterschiedlichen Positionen zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale oder dem Gelenkkopf festlegbar. Die Belastbarkeit der so erreichbaren Verbindung wird dadurch zusätzlich erhöht. Zudem wird dadurch in einfacher Weise eine exakte Positionierung ermöglicht.

Die Funktionsfläche könnte durch das Einsetzen in die Gelenkschale unlösbar verrasten. Besonders vorteilhaft ist hingegen auch eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung bei der die Funktionsfläche mittels einer Schrumpfverbindung in unterschiedlichen Positionen

zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale oder dem Gelenkkopf festlegbar ist. Hierdurch wird eine mit geringem Aufwand positionierbare und zudem hoch belastbare, Kraftschlüssige sowie gegebenenfalls zusätzlich formschlüssige Verbindung erreicht, die bei Körpertemperatur unlösbar ist.

5 Eine besonders praxisnahe Abwandlung wird weiterhin auch dadurch erreicht, dass der Durchmesser der Funktionsfläche des Gelenkkopfs oder der Gelenkschale in der Frontalebene des Patienten zwischen 0,5 mm und 8 mm, insbesondere 2 mm größer als der Durchmesser der Funktionsfläche des Gelenkkopfs oder der Durchmesser der Funktionsfläche der Gelenkschale in der Sagittalebene zu bemessen ist, um auf diese Weise die gewünschte Ausweichbewegung in der Frontalebene sicherzustellen und gleichzeitig die Stabilität des Gelenkes nicht wesentlich zu verringern. In der Sagittalebene ist der Durchmesser der Funktionsfläche 5 im Vergleich zum Durchmesser der Funktionsfläche 4 mit einem Spiel zu versehen von 0,2 - 2 mm. Zusätzlich kann die Funktionsfläche des Gelenkkopfes asphärisch ausgeprägt sein, wobei diese Funktionsfläche in der Sagittalebene den größeren Radius aufweisen muss.

10

15

Als Werkstoff eignen sich grundsätzlich alle in der Medizintechnik üblichen Werkstoffe, wobei insbesondere eine Gestaltungsform, bei der die Funktionsflächen aus Polyäthylen hergestellt sind, eine besonders einfache Handhabung gestatten.

20 Die Erfindung lässt verschiedene Ausführungsformen zu. Zur weiteren Verdeutlichung ihres Grundprinzips ist eine davon in der Zeichnung dargestellt und wird nachfolgend beschrieben. Diese zeigt in

Fig.1 ein künstliches Gelenk in einem Frontalschnitt;

25 Fig.2 das in Figur 1 gezeigte künstliche Gelenk in einem Sagittalschnitt;

Fig.3 das in den Figuren 1 und 2 gezeigte künstliche Gelenk in einer geschnittenen Draufsicht.

30 Der grundsätzliche Aufbau eines erfindungsgemäßigen, insbesondere zum Ersatz eines menschlichen Hüftgelenkes bestimmtes künstliches Gelenk 1 wird anhand der Figuren 1 und 2 beschrieben, welche das Gelenk 1 jeweils in einem parallel zur Stirn verlaufenden Ebene sowie in einer zu dieser senkrechten Sagittalebene in einer geschnittenen Darstellung zeigen. Das Gelenk 1 hat einen kugelförmigen Gelenkkopf 2 und eine Gelenkschale 3, beste-

hend aus einem Schalenteil 3a und einem Inlay 3b, deren zugeordnete Funktionsflächen 4, 5 miteinander in Wirkverbindung stehen. Das Inlay 3b der Gelenkschale 3 weist im Querschnitt konkave Schnittkonturen auf, wobei die Gelenkbahnradien 6, 7 der Funktionsfläche 5 des Inlays 3b in einer Hauptfunktionsebene gegenüber einer zu der Hauptfunktionsebene um 90° gedrehten Nebenfunktionsebene voneinander abweichen. Diese Gestaltung der Gelenkbahnradien 6, 7 der Funktionsfläche 5 gestattet daher eine Ausweichbewegung, durch welche eine einwirkende äußere Kraft F nicht zu einer Schädigung der Verbindung zwischen der Gelenkschale 3 und einem nicht dargestellten Knochen führt.

10 Figur 3 zeigt das in den Figuren 1 und 2 gezeigte künstliche Gelenk 1 ergänzend in einer geschnittenen Draufsicht sowie eine vergrößerte Detaildarstellung der Gelenkschale 3 mit Schalenteil 3a und Inlay 3b und des Gelenkkopfs 2 einschließlich der Funktionsflächen 4, 5. Der Durchmesser DF der Funktionsfläche 5 der Gelenkschale 3 in der Frontalebene ist ca. 2 mm größer als der Durchmesser DS in der Sagittalebene bemessen, wodurch sich der zusätzliche Freiheitsgrad ergibt. Um nach erfolgter Fixierung der Gelenkschale 3 eine optimale Ausrichtung der durch die unterschiedlichen Durchmesser DF, DS der Funktionsfläche 5 bestimmten Gelenkbahnradien 6, 7 in der Hauptfunktionsebene und in der Nebenfunktionsebene mit der Frontalebene sowie der Sagittalebene des Patienten in optimaler Weise zur Übereinstimmung zu bringen, ist die Funktionsfläche 5 relativ zu der 15 Schalenteil 3a in unterschiedlichen Positionen festlegbar. Hierzu dienen beispielsweise durch eine Verzahnung gebildete Raststufen 8 zwischen dem Schalenteil 3a der Gelenkschale 3 und dem Inlay 3b mit der Funktionsfläche 5, die eine Festlegung der 20 relativen Position in 1° Schritten gestattet.

PATENTANSPRÜCHE

1. Ein insbesondere zum Ersatz eines menschlichen Hüftgelenkes bestimmtes künstliches Gelenk (1), mit einem Gelenkkopf (2) und einer Gelenkschale (3), bestehend aus einem Schalenteil (3a) und einem Inlay (3b), deren zugeordnete Funktionsflächen (4, 5) miteinander in Wirkverbindung stehen, wobei zumindest eine Funktionsfläche (5) asphärisch ausgebildet ist oder beide umgekehrt asphärisch ausgeprägt sein können, wobei die Gelenkbahnradien (6, 7) der jeweils zugeordneten Funktionsfläche (5) oder (4) in einer Hauptfunktionsebene gegenüber einer zu der Hauptfunktionsebene um 90° gedrehten Nebenfunktionsebene voneinander abweichen, **dadurch gekennzeichnet, dass** zur individuellen Anpassung des künstlichen Gelenkes (1) an den Patienten zumindest eine der Funktionsflächen (4, 5) relativ zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale (3) bzw. dem Gelenkkopf (2) in unterschiedlichen Positionen festlegbar ist.
2. Gelenk (1) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine erste Funktionsfläche (5) in der Hauptfunktionsebene gegenüber der Nebenfunktionsebene eine Asymmetrie aufweist während die zweite Funktionsfläche symmetrische Funktionsebenen aufweist.
3. Gelenk (1), nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die erste Funktionsfläche (5) der Gelenkschale (3) und die zweite Funktionsfläche (4) dem Gelenkkopf (2) zugeordnet ist.

4. Gelenk (1), nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass die erste Funktionsfläche (5) tonnen- oder spindelförmig oder oval ausgeführt ist.**
5. Gelenk (1), nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass die Funktionsfläche (4,5) zur Einstellung unterschiedlicher Positionen in verschiedenen Raststufen (8) relativ zu der jeweils zugeordneten Schalenteil (3a) bzw. dem Gelenkkopf (2) festlegbar ist.**
10. Gelenk (1), nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass die Funktionsfläche (4, 5) mittels einer formschlüssigen Verbindung in unterschiedlichen Positionen zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale (3) bzw. dem Gelenkkopf (2) festlegbar ist.**
15. Gelenk (1) nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass die Funktionsfläche (4, 5) mittels einer Schrumpfverbindung in unterschiedlichen Positionen zu der jeweils zugeordneten Gelenkschale (3) bzw. dem Gelenkkopf (2) festlegbar ist.**
20. Gelenk (1) nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass der Durchmesser der Funktionsfläche (4, 5) des Gelenkkopfs (2) oder der Gelenkschale (3) in der Frontalebene des Patienten zwischen 0,5 mm und 8 mm, insbesondere 2 mm größer als der Durchmesser der der Funktionsfläche (4, 5) des Gelenkkopfs (2) oder der Gelenkschale (3) in der Sagittalebene bemessen ist.**
9. Gelenk (1) nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass die Funktionsflächen (4, 5) aus Polyäthylen hergestellt sind.**